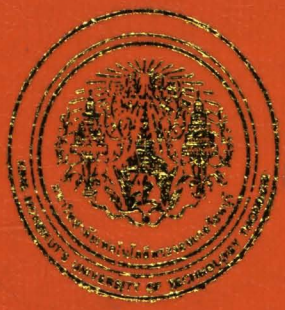
ห้องสมุดงานวิจัย สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ
249415



ขั้นตอนวิธีแบบอัจริยะสำหรับปรับลดจำนวนมิติของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบพื้นผิว โดยใช้การเรียนรู้ของคอมพิวเตอร์

นายชิรพงศ์ มานิตย์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติ
ภาควิชาวิทยาการหุ่นยนต์ภาคพนาน
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
พ.ศ. 2554

b00254085

ห้องสมุดงานวิจัย สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ
249415

ขั้นตอนวิธีแบบอัจริยะสำหรับปรับลดจำนวนมิติของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบพื้นผิว โดยใช้การเรียนรู้ของคอมพิวเตอร์

นายจิรพงศ์ มานิตย์ วศ.บ. (วิศวกรรมคอมพิวเตอร์)

สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ห้องสมุดงานวิจัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติ
สถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนาม
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
พ.ศ. 2554

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการวิทยานิพนธ์
(ดร.สยาม เจริญเสียง)

..... กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ดร.ปราการเกียรติ ยังคง)

..... กรรมการ
(ดร.สรรพฤทธิ์ มฤคทัต)

..... กรรมการ
(ดร.สุจินต์ สุวรรณะ)

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ขั้นตอนวิธีแบบอัจริยะสำหรับปรับลดจำนวนมิติของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบพื้นผิวโดยใช้การเรียนรู้ของคอมพิวเตอร์
หน่วยกิต	12
ผู้เขียน	นายจิรพงศ์ มานิตย์
อาจารย์ที่ปรึกษา	ดร.ปราการเกียรติ ยังคง
หลักสูตร	วิศวกรรมศาตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิทยาการหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติ
ภาควิชา	วิทยาการหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติ
คณะ	สถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนาม
พ.ศ.	พ.ศ. 2554

บทคัดย่อ

249415

การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหรือที่เรียกว่า Electromyography (EMG) เป็นการวัดสัญญาณทางไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของกลุ่มกล้ามเนื้อส่วนทำการเคลื่อนที่ ณ บริเวณอวัยวะต่างๆ ในงานทางด้านวิศวกรรมได้มีการนำเอาสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมาประยุกต์ใช้เพื่อเป็นคำสั่งควบคุมอุปกรณ์เทียม เช่น แขนเทียม และขาเทียม เป็นต้น ในงานวิจัยนี้ได้ทำการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของวิธีการลดมิติการพิจารณาที่มีอยู่แล้ว และหาวิธีที่มีประสิทธิภาพสูงสุดเมื่อนำมาใช้กับการจำแนกกลุ่มสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อลดเวลาที่ใช้ในการจำแนกกลุ่มลง โดยทดสอบกับการจำแนกเฟสการเดินของคนปกติและจำแนกเฟสสภาพพื้นผิวการเดิน โดยใช้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากขา ซึ่งจากการเปรียบเทียบค่าความแม่นยำในการจำแนกกลุ่มและค่าความแยกตัวของกลุ่มข้อมูลในปริภูมิที่ทำลดมิติลงแล้วนั้น พบว่าขั้นตอนวิธีการที่เรียกว่า Neighborhood Components Analysis หรือ NCA เป็นขั้นตอนวิธีที่มีประสิทธิภาพสูงที่สุด และมีความเป็นไปได้ที่จะนำไปใช้ในระบบฝังตัวเพื่อควบคุมกายอุปกรณ์เทียมจริง

คำสำคัญ : สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ / การลดมิติข้อมูล / การเรียนรู้ของคอมพิวเตอร์ / การจำแนกกลุ่มข้อมูล / Neighborhood Components Analysis / Support Vector Machine

Thesis Title	Intelligent Algorithm for Optimal sEMG Channels by Using Machine Learning
Thesis Credits	12
Candidate	Mr. Jirapong Manit
Thesis Advisor	Dr. Prakarnkiat Youngkong
Program	Master of Engineering
Field of Study	Robotics and Automation
Faculty	Institute of Field Robotics
B.E.	2554

Abstract

249415

Surface electromyography (sEMG) is a method to measure the myoelectric from the contraction of human muscles. For the engineering application sEMG is used as the input signal to control the prosthesis equipment such as prosthesis hand and prosthesis knee. A method which is essential for real-tiem sEMG signal pattern recognition and classification is dimensionality reduction techniques. It is because this technique can reduce the high dimension extracted feature into a lower dimension space feature which help the classifier works more properly. This research present the investigation of the performance and efficiency of eight dimensionality reduction techniques applied with gait phases sEMG and walking terrains sEMG pattern pattern classification. The classification accuracy and class separability index are used to be the performance key in the experiment. The result of the experiments show that the algorithm named Nebor- hood Components Analysis or NCA is the best method and possible to be applied in the real prosthesis control system.

Keywords : Electromyogram / Dimensionality Reduction / Machine Learning / Pattern Classification / Neighborhood Components Analysis / Support Vector Machine

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณ ดร. ปราการเกียรติ ยังคง ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาในการทำวิทยานิพนธ์และควบคุมการวิจัย ที่ได้กรุณาแนะนำแนวทางในการดำเนินงานวิจัย ให้ข้อมูล ตลอดจนประสิทธิ์ประสาทความรู้ให้กับผู้วิจัย ทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ขอขอบพระคุณคณาจารย์ของสถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนามและคณะกรรมการทุกท่าน ที่ช่วยให้ชี้แนะแนวทางและให้คำปรึกษา ขอขอบคุณสถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนามซึ่งอำนวยความสะดวกทั้งในเรื่องสถานที่ในการวิจัย ตลอดจนอุปกรณ์และเครื่องมือสำหรับใช้ในการวิจัย รวมทั้งขอขอบคุณเจ้าหน้าที่และนักศึกษาของสถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนามที่ช่วยเหลือให้ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและให้คำแนะนำในด้านการจัดทำเอกสาร ขอขอบพระคุณโครงการพัฒนาศักยภาพบุคลากรด้านวิทยาการหุ่นยนต์และระบบอัตโนมัติสำหรับอุตสาหกรรมฮาร์ดดิสก์ไดรฟ โดยความร่วมมือระหว่างมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรีและโปรแกรมฮาร์ดดิสก์ไดรฟ สำนักงานวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ ที่ได้มอบทุนการศึกษาและเงินทุนสำหรับทำงานวิจัยนี้ทั้งหมด ขอขอบคุณศูนย์สิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติที่เอื้อเฟื้ออุปกรณ์และสถานที่ในการเก็บข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ขอขอบคุณแพทย์ นักกายภาพบำบัด และผู้ป่วยของศูนย์สิรินธรเพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์แห่งชาติทุกท่าน ที่ให้คำปรึกษา อำนวยความสะดวก และช่วยเหลือในการเก็บข้อมูลงานวิจัย สุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อผู้ล่วงลับ คุณแม่ คนในครอบครัว และญาติพี่น้องที่ช่วยเหลือ คอยเป็นกำลังใจและให้โอกาสในการทำงานเสมอมา

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ ค
กิตติกรรมประกาศ ง
สารบัญ จ
รายการตาราง ช
รายการรูปประกอบ ซ
รายการสัญลักษณ์ ฎ
ประมวลศัพท์และคำย่อ ฎ

บทที่

1. บทนำ **1**
1.1 ความสำคัญของวิทยานิพนธ์ 1
1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์ 1
1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์ 1
1.4 ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัย 2
1.5 โครงสร้างของวิทยานิพนธ์ 2

2. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และทฤษฎี **3**
2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 3
2.2 การจำแนกประเภทของเทคนิคการลดมิติของข้อมูล 14
2.3 เทคนิคการลดมิติข้อมูล 17
2.4 วิธีการสกัดค่าลักษณะเด่นข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทางสถิติเชิงเวลา 23
2.5 การสกัดลักษณะเด่นข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเชิงความถี่ 26
2.6 วิธีการสกัดลักษณะเด่นเชิงเวลาและสเกล 27
2.7 Support Vector Mahcine 31
2.8 การวัดค่าความแยกตัวของกลุ่มข้อมูล 35

3. โครงสร้างการทำงานและการออกแบบระบบ **37**

3.1 องค์ประกอบของระบบ 37

3.2 ซอร์ฟแวร์ขั้นตอนวิธีการลดมิติข้อมูลและการจำแนกกลุ่มสัญญาณ 38

3.3 โปรแกรมส่วนติดต่อผู้ใช้งานแบบกราฟิก 42

4 วิธีการทดลอง **45**

4.1 ขั้นตอนการทดลองวิเคราะห์ประสิทธิภาพวิธีการลดมิติข้อมูลสำหรับการจำแนกเฟสการเดิน 45

4.1 ขั้นตอนการทดลองจำแนกสภาพลักษณะพื้นผิวการเดิน 50

5 ผลการทดลองและอภิปราย **53**

5.1 ผลการทดลองวิเคราะห์ประสิทธิภาพวิธีการลดมิติข้อมูลสำหรับการจำแนกเฟสการเดิน 53

5.2 ผลการทดลองจำแนกสภาพพื้นผิวการเดิน 62

6. ผลสรุปและข้อเสนอแนะ **66**

6.1 สรุปผลงานวิจัย 66

6.1 ข้อเสนอแนะ 66

เอกสารอ้างอิง **67**

ภาคผนวก **70**

ก บอร์ด FriendlyARM Mini6410 70

ประวัติผู้วิจัย **73**

รายการตาราง

ตาราง		หน้า
2.1	กฎการสรุปความที่ใช้ในระบบ	8
2.2	ค่าร้อยละความแม่นยำรวมของการจำแนกข้อมูลในผู้ป่วยแต่ละราย	8
2.3	ค่าร้อยละความถูกต้องในการโปรเจคข้อมูลของแต่ละ Feature Projection	11
2.4	ค่าเฉลี่ยของ Sammon's Stress และ Fisher's Index	11
2.5	ค่าร้อยละความถูกต้องและเวลาในการประมวลผลในการโปรเจคข้อมูลของแต่ละวิธีการลดมิติข้อมูล	12
5.1	ค่า Fisher Index ของกลุ่มข้อมูลในแต่ละขั้นตอนวิธี	59
5.2	ค่า Thornton's Separability Index ของกลุ่มข้อมูลในแต่ละขั้นตอนวิธี	59
5.3	ค่าร้อยละความแม่นยำของ SVM แต่ละโมเดล	60
5.4	ค่าความแยกตัวและความแม่นยำของระบบสำหรับการจำแนกลักษณะพื้นผิวการเดิน	65
5.5	เวลาในการคำนวณที่ใช้ในแต่ละกระบวนการ	65

3.1	องค์ประกอบการควบคุมอุปกรณ์ข้อเข่าเทียมด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	37
3.2	แผนภาพบล็อกมอดูลระบบการจำแนกกลุ่มสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	38
3.3	แผนภาพแสดงการเคลื่อนหน้าต่างในการคำนวณค่าลักษณะเด่น	39
3.4	แผนภูมิสายงานของการสกัดลักษณะเด่นในโปรแกรม	40
3.5	หน้าต่างหลักของโปรแกรมส่วนติดต่อผู้ใช้งาน	42
3.6	แผงปรับแต่งค่าการประมวลผลและข้อมูลสัญญาณ	43
3.7	เมนูแสดงผลการประมวลผลกราฟลักษณะเด่น	43
3.8	ส่วนแสดงผลเส้นกราฟลักษณะเด่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	44
4.1	อุปกรณ์วัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบไร้สาย (ZeroWire)	45
4.2	บริเวณกล้ามเนื้อ Rectus Femoris และ Semitendinosus	46
4.3	บริเวณกล้ามเนื้อ Tibialis Anteior และ Gastrocnemius Medialis	46
4.4	ตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนขาข้างซ้าย (1) Rectus Fremoris (2) Semitendinosus (3) Gastrocnemius Medialis และ (4) Tibialis Anterior	47
4.5	อาสาสมัครเดินเหยียบบนแผ่นวัดแรง	47
4.6	ช่วงเวลา Stance Phase และ Swing Phase ในท่าทางการเดินปกติ	48
4.7	สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขาข้างซ้าย	48
4.8	แผนภาพขั้นตอนการทดลองหาประสิทธิภาพระเบียบวิธีลดมิติข้อมูล	50
4.9	จังหวะการเดินลงบันไดของอาสาสมัคร	51
4.10	จังหวะการเดินขึ้นบันไดของอาสาสมัคร	52
5.1	ข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ทำการแบ่งกลุ่มด้วยมือแล้ว	53
5.2	ผลการลดมิติของค่า Mean Absolute Value	54
5.3	ผลการลดมิติของค่า Slope Sign Changes	54
5.4	ผลการลดมิติของค่า Waveform Length	55
5.5	ผลการลดมิติของค่า Willison Amplitude	55
5.6	ผลการลดมิติของค่า Variance	56
5.7	ผลการลดมิติของค่า Root Mean Square	56
5.8	ผลการลดมิติของค่า log-Detector	57
5.9	ผลการลดมิติของค่า Zero Crossing	57
5.10	ผลการลดมิติของค่า Median Frequency	58
5.11	ผลการลดมิติของค่า Mean Frequency	58
5.10	กราฟค่าเฉลี่ยของความแยกตัวในทุกลักษณะเด่นของแต่ละขั้นตอนวิธีลดมิติข้อมูล	60

รายการรูปประกอบ

รูป		หน้า
2.1	รูปแบบของระบบโครงข่ายประสาทเทียมที่นำเสนอ	4
2.2	ผลกระทบของความถี่ขอบเขตต่อความสามารถในการจำแนกของโครงข่ายประสาทเทียม	4
2.3	แบบแผนการเคลื่อนหน้าต่างที่ให้ประสิทธิภาพในการคำนวณสูงสุด	5
2.4	ผลของการใช้งานหน้าต่างการพิจารณาที่ขนาดเวลา T_a และดีเลย์ที่ยอมรับได้ T_d	6
2.5	ฮิสโทแกรมค่า RMS ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ในช่วงก่อนการขยับกล้ามเนื้อ (OFF Distbn)และหลังขยับกล้ามเนื้อ (ON Distbn) ในฟังก์ชันการเป็นสมาชิก	6
2.6	ตำแหน่งการวัดสัญญาณ EMG: (1) Extensors; (2) Supinators; (3) Flexors	7
2.7	กราฟแสดง 2 PCs ที่ลดมิติลงมาโดยใช้ PCA ในแต่ละช่องสัญญาณ	9
2.8	ลักษณะเด่นที่ถูกจัดกลุ่มแล้ว โดยใช้ SOFM	11
2.9	แผนภาพบล็อกวิธีการจำแนกสัญญาณ EMG	11
2.10	การควบคุมแขนกลโดยใช้คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	13
2.11	กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงของประสิทธิภาพในการจำแนกรูปแบบสัญญาณ เมื่อเลือกใช้จำนวนลักษณะเด่นที่แตกต่างกัน	15
2.12	แผนภาพการจัดกลุ่มเทคนิคลดมิติข้อมูล	15
2.13	กลุ่มประเภทของเทคนิคที่มีการเปลี่ยนแปลงลักษณะข้อมูล	16
2.14	ลักษณะประเภทของการเลือกลักษณะเด่น	17
2.15	ตัวอย่างการจำแนกข้อมูลด้วย PCA ใน Feature Space 2 มิติ	19
2.16	เปรียบเทียบการจำแนกกลุ่มข้อมูลด้วย PCA และ LDA	20
2.17	ผลการทดลองลดมิติข้อมูลให้เหลือ 2 มิติ ด้วยวิธี PCA LCA และ NCA	23
2.18	แสดงการเปรียบเทียบความละเอียดของการแปลงฟูริเยร์ช่วงเวลาสั้น	29
2.19	รูปแบบการแบ่งช่วงวิเคราะห์สัญญาณในแต่ละโดเมน	30
2.20	แสดงการเปรียบเทียบการแบ่งช่วงของ (a) STFT (b) WT และ (c) WPT	30
2.21	แผนผังต้นไม้ของการแปลงแบบ Wavelet Packet	31
2.22	ตัวอย่างเส้นตัดสินใจแบบเชิงเส้น สำหรับจำแนกกลุ่มวัตถุสามเหลี่ยมและสี่เหลี่ยม	33
2.23	ตัวอย่างเส้นตัดสินใจที่มีความซับซ้อน ไม่เป็นเชิงเส้น	33
2.24	การแปลงจุดข้อมูลของ SVM	34
3.1	องค์ประกอบการควบคุมอุปกรณ์ข้อเข่าเทียมด้วยสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	38

5.13 กราฟค่าความแม่นยำเฉลี่ยของแต่ละลักษณะเด่น 61
5.14 กราฟค่าความแม่นยำเฉลี่ยของแต่ละวิธีการลดมิติข้อมูล 61
5.15 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของขาในการเดินลงบันได 62
5.16 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของขาในการเดินขึ้นบันได 63
5.17 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของขาในการเดินบนพื้นราบ 63
5.18 เวกเตอร์ลักษณะเด่นของการเดินบนพื้นผิวลักษณะต่างๆที่ถูกแปลงให้เหลือ 2 มิติ 64
ก.1 ลักษณะและส่วนประกอบของบอร์ด Mini6410 71
ก.2 ขนาดของบอร์ด Mini6410 71

รายการสัญลักษณ์

A	=	Transformation Matrix
C	=	ค่าความจุคงที่
E	=	ค่าคาดหวัง
J	=	Fisher's Index
SI	=	Thornton's Separability Index
S_b	=	Between-Class Scatter Matrix
S_w	=	Within-Class Scatter Matrix
x_i	=	ตัวแปรอิสระ
$\boldsymbol{U}$	=	Eigenvector Matrix
Λ	=	Eigenvalue Matrix
ξ	=	ค่าพารามิเตอร์สำหรับจัดการกับข้อมูลที่ไม่สามารถจำแนกได้
φ	=	Within-Class Scatter Matrix

ประมวลศัพท์และคำย่อ

AR	=	Auto-regression Coefficient
Ceps	=	Cepstrum Coefficients
EMG	=	Electromyography
emgHist	=	EMG Histogram
GDA	=	Generalized Discriminant Analysis
GPLVM	=	Gaussian Process Latent Variable Model
kPCA	=	Kernel Principle Component Analysis
LDA	=	Linear Discriminate Analysis
logDetect	=	log-Detector
LPP	=	Locality Preserving Projection
MAV	=	Mean Absolute Value
MCML	=	Maximally Collapsing Metric Learning
MDF	=	Median Frequency
MDS	=	Multidimensional Scaling
MLP	=	Multilayer Perceptron
MNF	=	Mean Frequency
NCA	=	Neighborhood Components Analysis
NLDA	=	Nonlinear Discriminate Analysis
NPE	=	Neighborhood Preserving Embedding
PC	=	Principle Component
PCA	=	Principle Component Analysis
sEMG	=	Surface Electromyography
SOFM	=	Self Organizing Feature Map
STFT	=	Short Time Fourier Transform
SVM	=	Support Vector Machine
VAR	=	Variance
vOrder	=	v-Order
wAmp	=	Willison Amplitude
WL	=	Waveform Length

WPT	=	Wavelet Packet Transform
WT	=	Wavelet Transform
ZC	=	Zero Crossing